

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特 許 公 報(B2)

(11)特許出願公告番号

特公平6-83706

(24)(44)公告日 平成6年(1994)10月26日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/11				
G 0 1 B 21/00		7355-2F		
21/24		9106-2F		
G 0 5 D 3/12	3 0 6 Z	9179-3H		
		8825-4C		
			A 6 1 B 5/ 10	3 1 0 B
			発明の数1(全 8 頁) 最終頁に続く	

(21)出願番号 特願昭60-42111  
(22)出願日 昭和60年(1985)3月4日  
(65)公開番号 特開昭61-201312  
(43)公開日 昭和61年(1986)9月6日

(71)出願人 999999999  
斎藤 之男  
埼玉県比企郡鳩山町大字石坂664-749  
(71)出願人 999999999  
株式会社長野計器製作所  
東京都大田区東馬込1丁目30番4号  
(72)発明者 斎藤 之男  
埼玉県比企郡鳩山町大字石坂664-749  
(74)代理人 弁理士 志賀 富士弥

審査官 高木 彰

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 姿勢制御機能診断装置

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 載置台上に搭乗した被測定人物に揺動運動モーメントを与える揺動運動発生機を備えた運動発生部と、

前記運動発生部と揺動運動モーメントと前記被測定人物の姿勢バランスの崩れによる前記載置台に対する反力モーメントとの偏差分に相当する運動量を検出して速度信号を発生する速度検出器および位置信号を発生する位置検出器からなる検出部と、

前記運動発生部の所定の運動モードが設定され、この設定された運動モードと前記検出部からフィードバックされた位置信号を基に演算処理して指令信号を発生する操作指令部と、

前記操作指令部からの指令信号と前記検出部からフィードバックされた速度信号と位置信号に応じて前記運動発

2

生部の揺動運動モーメントと前記被測定人物の姿勢バランスの崩れによる反力モーメントの偏差分に対応するトルク信号を得、このトルク信号を前記操作指令部にフィードバックする制御部からなり、

前記操作指令部は前記制御部からフィードバックされたトルク信号を基に指令信号を補正し、

前記制御部は、前記操作指令部によって補正された指令信号に応じて前記運動発生部の揺動運動発生機の動作を停止させるための駆動電流を供給するとともに、該駆動電流に相当する電圧に変換した値からトルク値を得、このトルク値を姿勢制御機能診断データとする、ことを特徴とする、  
姿勢制御機能診断装置。

【請求項2】 前記運動発生部の揺動運動発生機が、ベース上に立設された一対の支柱に軸支された第2の支持軸

と、この支持軸に取り付けられた第2のジンバルと、前記第2の支持軸にギヤ機構を介して回転軸が連結され前記第2のジンバルに回転運動を与える第2のブラシレスモータと、前記第2の支軸に対して所定の角度をなす方向をもって前記第2のジンバルに軸支された第1の支軸と、該第1の支軸に一端が固差された連結アームと、該連結アームの他端に取り付けられた第1のジンバルと、前記第1の支軸にギヤ機構を介して回転軸が連結され前記第1のジンバルに回転運動を与える第1のブラシレスモータによって構成されていることを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載の姿勢制御機能診断装置。

【請求項3】前記速度検出器がアナログ型のレゾルバである特許請求の範囲第1項記載の姿勢制御機能診断装置。

【請求項4】前記位置検出器がアナログ型のエンコーダである特許請求の範囲第1項記載の姿勢制御機能診断装置。

【請求項5】前記操作指令部が、前記検出部の位置検出器からの位置信号と設定信号に応じて演算処理するマイクロコンピュータである特許請求の範囲第1項記載の姿勢制御機能診断装置。

【請求項6】前記制御部が、前記位置検出器からの位置信号と設定信号に対応する前記操作指令部からの出力信号に応じてトルク信号を前記操作指令部にフィードバックし、該フィードバックされたトルク信号に対応する前記操作指令部からの指令信号に応じて利得を調整する速度アンプを有する特許請求の範囲第1項記載の姿勢制御機能診断装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### A. 産業上の利用分野

本発明は姿勢制御機能診断装置に係り、特に載置台上に被測定人物を載せ、該被測定人物の姿勢制御機能を測定する姿勢制御機能診断装置に関するものである。

##### B. 発明の概要

本発明は、被測定人物の体幹に外部から決められた揺動運動モーメントを与え、被測定人物の姿勢バランスの変化を計測することにより、姿勢維持機能をモーメントの変化として得、このモーメントの変化を用いて姿勢制御機能を診断するものである。

##### C. 従来の技術

載置台上に被験者である被測定人物を載せ、該被測定人物の動きを測定して動的安定度を測定したり、載置台を動かして被測定人物の静的安定度を測定するのに姿勢制御機能診断装置が用いられる。この姿勢制御機能診断装置は載置台に所定の運動を行わせる運動発生手段と、該運動発生手段の運動量を制御する制御手段によって構成されている。ここで、運動発生手段は載置台に任意方向に揺動運動を与えるものである。

姿勢制御機能診断装置の代表的な適用例として、人間の

姿勢を測定する姿勢測定機を考えることができる。すなわち、高齢化社会への移行と共に歩行困難な老人、あるいは平衡機能障害者が文明社会に反比例するかの如く増加の傾向にある。特に人の直立姿勢維持機構と歩行等の動作に対する関連性については、直立姿勢のバランスを求めることによって、平行機能障害を判断することができる。

一般に人間の直立姿勢維持能力と歩行には密接な関係があり、リハビリテーションでは、障害者や寝たきり高齢者を歩行させる場合、まず立位の訓練から始まる。立位から歩行への移行に関して次のような手法がある。

(1) 医師や理学療法士によりベッドから床に足を付かせて立位維持できるように訓練する。

(2) 次に立位状態で医師らが体幹を左右・前後に押し立て立位のバランスを判断する。

(3) 立位バランスのとれたことを確認した上で、一歩一歩歩行動作に入る。具体的には、平行棒につかまって立位姿勢を保ち、歩行訓練に入る。

(4) 上記(3)項の医師による左右・前後に押すこと(即ち、刺激を与えること)の他に、耳鼻科などでは、半円球状の載置台上に被験者を載せ、立位姿勢のバランスとバランスの方向を見極める。

##### D. 発明が解決しようとする問題点

姿勢測定機において、姿勢異常からバランスを崩す様な整形外科疾患あるいは直接機能障害をもつ耳鼻疾患、また最近多くなってきた障害の一つである脳中枢神経疾患に対しては適確な障害に対する客観的評価が難しくなっている。その理由の一つは、直立姿勢維持機構は単に平衡機能障害によるものではなく、視覚系、体性感覚系、前庭迷路系による複雑な系がフィードバック系やフィードホワード系としてバランスを保っているためである。したがって、歩行動作は確かに運動機能障害を判断する方法の一つであるが、平衡感覚との関連性を求めるには解析しにくい入力情報とすることができる。

また、前述の(1)～(4)項の手法では、揺動角と傾斜方向が与えられるものであるが、載置台を2～3名程でおさえるため、人手がかかること、目視によって判断することは容易ではない。このように、直立姿勢維持能力を評価することは難しく、定性的判断に頼っている。

姿勢制御機能診断に対する期待は以上の様な背景から各種感覚情報を入力できることとバイオフィードバック、バイオフィードホワードの系を学習と反射運動に基づく動作をコンピュータ処理することによって可能にするものである。その結果、単なる解析用機器に制限されることなく、治療効果の定量化、直接的な治療機器若しくは訓練機器としての可能性もある。

本発明は上述の問題点を鑑みてなされたもので、その目的は客観的かつ適確に姿勢維持機能を評価できる姿勢制御機能診断装置を提供することである。

##### E. 問題点を解決するための手段

載置台上に搭乗した被測定人物に揺動運動モーメントを与える揺動運動発生機を備えた運動発生部と、前記運動発生部と揺動運動モーメントと前記被測定人物の姿勢バランスの崩れによる前記載置台に対する反力モーメントとの偏差分に相当する運動量を検出して速度信号を発生する速度検出器および位置信号を発生する位置検出器からなる検出部と、前記運動発生部の所定の運動モードが設定され、この設定された運動モードと前記検出部からフィードバックされた位置信号を基に演算処理して指令信号を発生する操作指令部と、前記操作指令部からの指令信号と前記検出部からフィードバックされた速度信号に応じて前記運動発生部の揺動運動モーメントと前記被測定人物の姿勢バランスの崩れによる反力モーメントの偏差分に対応するトルク信号を得、このトルク信号を前記操作指令部にフィードバックする制御部からなり、前記操作指令部は前記制御部からフィードバックされたトルク信号を基に指令信号を補正し、前記制御部は、前記操作指令部によって補正された指令信号に応じて前記運動発生部の揺動運動発生機の動作を停止させるための駆動電流を供給するとともに、該駆動電流に相当する電圧に変換した値からトルク値を得、このトルク値を姿勢制御機能診断データとする、ことを特徴とする。

#### F. 作用

被測定人物に外部から決められた揺動運動モーメントを与え、被測定人物の姿勢バランスの変化を計測し、姿勢維持機能をモーメントの変化としてとらえ、このモーメントの変化をもとに姿勢制御機能を診断する。

#### G. 実施例

以下に本発明を第1図～第8図に示す実施例によって説明する。

第1図はこの実施例による姿勢制御機能診断装置のブロック図であって、同図においてAは人を載せた載置台に揺動運動を発生させる運動発生部、Bは運動発生部Aの動作状態を検出する検出部である。Cは運動発生部Aの動作モードを演算処理して所定の操作指令を発する操作指令部である。Dは制御部で、運動発生部の運動量に応じて操作指令部Cからの指令を制御するとともに、姿勢制御機能診断データを得る。

運動発生部Aは駆動部10を有し、検出部Bはレゾルバ21と位置検出器であるエンコード22およびアナログディジタル変換器(A/D変換器)23によって構成され、レゾルバ21としてはアナログ型のタコジェネレータを用い、位置検出器22としては回転角度検出器を用いる。操作指令部Cはマイクロコンピュータ24とディジタルアナログ変換器(D/A変換器)25によって構成される。制御部Dは操作指令部Cの指令信号とレゾルバ21からの速度フィードバック信号を入力する突合せ回路26、突合せ回路26の偏差信号を増幅する速度アンプ27および速度アンプ27の出力信号をA/D変換してマイクロコンピュータ24に後述するようにトルク信号としてフィードバックするA/D

変換器28によって構成される。

運動発生部Aは第2図に示すように構成されている。すなわち、第2図は、姿勢制御機能診断用の揺動運動発生機の斜視図である。これは、人が乗る第1ジンバル1に、X軸(ピッチング)およびY軸(ローリング)をそれぞれ中心とする揺動運動を与える装置である。

ベース2上には、一对の支柱3,4が立設され、これら支柱3,4により第2支持軸(X軸)5が軸支されている。該第2支持軸5には、杵状の第2ジンバル6と扇形ギヤ7とが一体的に取付けられている。そして、扇形ギヤ7には、支柱3に取付けられた第2モータ10bのピニオンギヤ9が噛合されている。第2モータ10bには、検出部Bが連結されている。この第2モータ10bの回転により第2ジンバル6が第2支持軸(X軸)5を中心として揺動する。

一方、第2ジンバル6には、第2支持軸(X軸)5と直交する方向の第1支持軸(Y軸)11a,11bが軸支されている。第1支持軸11a,11bの対向端部には、上方に立ち上がる一对の連結アーム12a,12bの下端が固着され、これら連結アーム12a,12bの上端には、第1ジンバル1が取付けられている。また、第2ジンバル6の外側に突出した第1支持軸11aの端部には、扇形ギヤ13が固着されている。この扇形ギヤ13には、第2ジンバル6に形成されたモータ取付部14に取付けられた第1モータ10aのピニオンギヤ16が噛合されている。第1モータ10aには、角度センサ17が連結されている。この第1モータ10aの回転により第1ジンバル1が第1支持軸(Y軸)11a,11bを中心として揺動する。

第1モータ10aおよび第2モータ10bは、ブラシレスモータであり、歯車減速により第1ジンバル1および第2ジンバル6がそれぞれ±25度の揺動角を得ようになっている。

また、第2図に示す揺動運動発生機を制御するためには、第1図に示すサーボ制御系を2セット用いる。

第1図の姿勢制御装置において、運動の緒元は、動作速度(0.1Hz～最大2Hz)、動作方向、動作角度(0°～15°)、動作回数をマイクロコンピュータ24に設定する。これらの条件による運動を実際に障害者へ与える場合は、学習機能を考慮したパターン化による一連の動作コースを予定している。すなわち、マイクロコンピュータ24には、時間に対する揺動運動発生機のX方向とY方向の角度データが予め設定されている。マイクロコンピュータ24は、運動モードが外部より指定されると、時間毎に角度データを読み込み、エンコード22からの位置フィード番号を基に演算を行う。

コンピュータ24からは設定条件に応じた指令信号が出力され、D/A変換器25を介して突合せ回路26にアナログ電圧として入力される。突合せ回路26の出力信号は速度アンプ27によって増幅される。速度アンプ27の出力信号は運動発生部Aの駆動部10に駆動電力として供給され、駆

動部10（第2図の第1のモータ10a又は第2のモータ10b）が所定の回転動作を行う。駆動部10が回転動作すると、検出部Bのレゾルバ21が回転速度を検出しこの検出信号は減速信号として突合せ回路26にフィードバックするとともに、位置検出器22が回転位置を検出し位置信号としてマイクロコンピュータ24にフィードバックされる。

位置検出器であるエンコーダ22としてデジタル型のものでアナログ型のものであるが、デジタル型の回転検出器は分解能を上げるために大形で高価なものとなるのでアナログ型のものであっても、ポテンショメータはブラシの欠損等により安全性に欠ける。したがって安全性向上の面からも非接触型のアナログエンコーダを使用する。アナログ型のエンコーダを用いれば、駆動部10の各モータの1回転以内の動作に対して分解能が高くなる。レゾルバ21から速度信号が突合せ回路26にフィードバックされると、突合せ回路26は、操作指令部Cからの指令信号との偏差信号を速度アンプ27に入力する。該速度アンプ27は偏差信号に対応したトルク信号をマイクロコンピュータ24にフィードバックする。

第3図は第1図の装置におけるモータサーボの適応制御系を示すもので、GC<sub>1</sub>, GC<sub>2</sub>はマイクロプロセッサ、Gmはブラシレスモータ、Kpはエンコーダ、Z・O・Hはゼロホルダ、Aは速度アンプ、Krはレゾルバ、Ktはモータトルク、Sはラプラス変換器、Tはサンプリング周期を示すものである。

第3図に示すモータサーボの適応制御系において、ローリング・ピッチングの揺動運動として、載置台（第2図の第1のジンバル1）を連続的な任意方向の揺動運動とすることで、指令信号Tr<sub>1</sub>、モータからのトルク出力Tr<sub>2</sub>、任意方向の揺動運動とした与える指令信号（正弦波形）による無負荷時のトルク出力Tr<sub>0</sub>とすると、真のバランス変化（トルクTr<sub>4</sub>）は、 $Tr_3 = Tr_1 - Tr_0 \approx 0$ の場合、 $Tr_4 = Tr_0 - Tr_2$ で得られる。このTr<sub>4</sub>のローリング・ピッチングの合成波形を求めると、第7図（A）および第7図（B）のような波形が得られる。

第2図に示す揺動運動発生機においては、信頼性と制御性からブラシレスモータを採用し、バックラッシュのない滑らかな動作を得るようにしている。

第4図の特性曲線は揺動運動を行わせるための基本データでマイクロコンピュータ24に設定されており、これらの組合せによって種々の動きを作る。動作信号としては、滑らかな運動を与えるために第4図に示すように、正・余弦関数を用いる。この状態で被験者が姿勢バランスを崩すとピッチング（X軸）、ローリング（Y軸）方向にバランスの崩れによる足底の反力のモーメント（重心の移動）が生じる。

駆動部10に対するフィードバックループとして速度、位置およびトルクをマイクロコンピュータ24を介して行い、トルク変動により最適な条件を選択している。即

ち、アナログエンコーダ22からの位置信号はA/D変換器23を通してマイクロコンピュータ24にフィードバックされ、マイクロコンピュータ24内で指令値 $\phi$ と駆動部10の回転角 $\theta$ との差分 $\Delta\epsilon = EX\sin(\phi - \theta)$ が求められる。被験者が姿勢バランスを崩し、 $\Delta\theta$ だけ傾いたとすれば差分値は $[\Delta\epsilon - \Delta\theta]$ となり補正値が制御部Dの突合せ回路26にマイクロコンピュータ24から出力され、 $\phi = \theta$ を維持するようにトルク平衡が保たれる。即ち、実際には、載置台は $\phi = \theta$ を保ち傾くことなく $\Delta\theta$ に比例した電流がモータ10へ流れる。その限界は、速度アンプ27の特性および増幅率による。

また、第5図はマイクロコンピュータ24による演算値であり、その演算値 $\theta$ はトルク信号により、 $l_1 \sim l_3$ の曲線の一つが選択され、P（P<sub>1</sub>～P<sub>4</sub>）点が選ばれる。この値がD/A変換器25を通して突合せ回路26に導かれ、速度設定信号となる。 $\Delta\theta$ は被験者により差があり予め予測できないから、過渡応答性に対して、不安定領域となる場合もあり得る。そこで、速度アンプ27の出力特性を第5図の曲線 $l_1, l_2, l_3$ に示すようにテーブルとして設け過渡特性を良くするために、次のような操作を行っている。第5図において、 $\theta_1$ の位置P<sub>1</sub>でトルク平衡が保たれている時、バランスを崩すことによって、入力偏差はP<sub>2</sub>点へ移行するが高利得のため、不安定（ハンチング）状態となる。その為、利得の低い曲線 $l_3$ を選択しP<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>点を通りP<sub>2</sub>点へ移行するとハンチングを抑え、第6図に示すようにトルクは $K_t \times 1$ （K<sub>t</sub>はトルク定数）から電流Iに比例した速度アンプ出力電圧をマイクロコンピュータ24へフィードバックしてマイクロコンピュータ24内で選択を行って指令信号を補正するとともに、診断データTr<sub>4</sub>を得る。このように、被験者が障害者である場合は、該障害者の不確定負荷変動に対応した制御系、適応制御系を形成している。

したがって、制御部Dは載置台が静止している状態ではその位置を保つために必要な電流を駆動部10に流して載置台の静止位置を保持する。このとき、ブラシレスモータ10a（10b）は、駆動部として作用するとともに、トルク検出器としても作用するもので、電流に相当した電圧に変換した値からそのトルクを検出できる。

一般に姿勢制御機能診断装置は測定すべき要素によっては客観的かつ適確な測定評価が困難な場合が多々ある。また、姿勢制御機能診断装置の制御手段では、運動発生手段であるモータの出力軸にトルクメータを直結してトルク測定を行い、この測定トルク量をフィードバック系又はフィードフォワード系の制御信号とすることも考えられるが、トルクメータはデータ抽出には不適であるとともに長寿命に欠けるものである。本発明はかかる問題点をも解決できるものである。

上述した姿勢制御機能診断装置において、モータの動作特性については省略し、被験者として建常者による実験結果を第7図（A）、（B）に示す。第7図（A）は被

10

20

30

40

50

験者が開眼時における足底反力のトルクを示し、第7図(B)は閉眼時における足底反力のトルクを示すもので、開眼、閉眼の差が明白である。

第8図(A)～(H)は、建常者が開眼のまま300回程度までローリング、ピッチング(5度)を与えた場合で、回数を重ねるごとに学習効果が見られる。なお、閉眼では、約40回でこの被験者は直立維持ができなかった。

また、強制的にバランスの崩れを与えることによって、平衡機能障害の程度を得ることが数人の建常者の試験から想定することもできる。特に、本発明の姿勢制御機能診断装置を併用してテレビ画像と同期し、視覚系への刺激や、機能的電気刺激を行うことで、単なる検査機としての役割の他に治療効果すなわち訓練効果も期待できるものである。

## H. 発明の効果

本発明は、被測定人物の体幹に外部から決められた揺動運動モーメントを与え、被測定人物の姿勢バランスの変化を計測することにより、姿勢維持機能をモーメントの\*

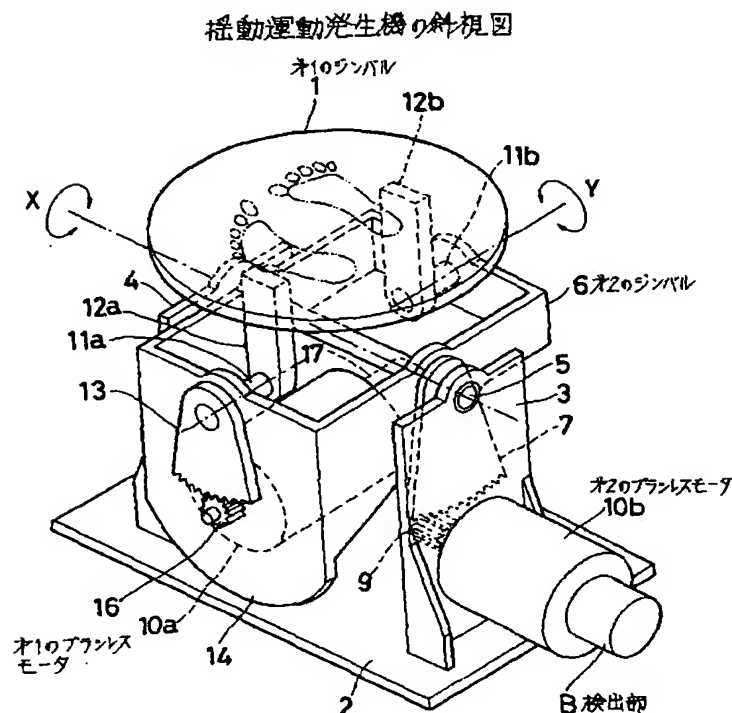
\*変化として得、このモーメントの変化を用いて姿勢制御機能を診断するものであるから、客観的にして、しかも適確に、姿勢維持機能を測定できる高性能な姿勢制御機能診断装置を得ることができる。

## 【図面の簡単な説明】

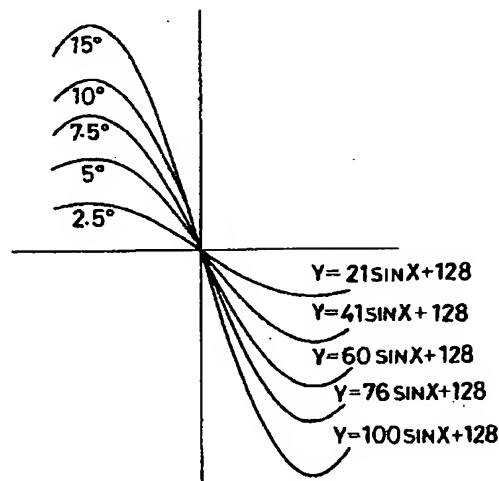
第1図は本発明の実施例に係る姿勢制御機能診断装置のブロック結線図、第2図は運動発生部を形成する揺動運動発生機の斜視図、第3図は第1図の姿勢制御機能診断装置のモータサーボブロック線図、第4図は第1図の装置の動作特性図、第5図は第1図の装置の利得特性図、第6図はトルク出力特性図、第7図(A)、(B)は第1図の装置を用いた被測定人物の実験データ図、第8図(A)～(H)は第1図の装置を用いた実験データ図である。

1……載置台である第1のジンバル、6……第2のジンバル、10……モータ、21……速度検出器、22……位置検出器、24……マイクロコンピュータ、26……突き合せ回路、27……速度アンプ、A……運動発生部、B……検出器、C……操作指令部、D……制御部。

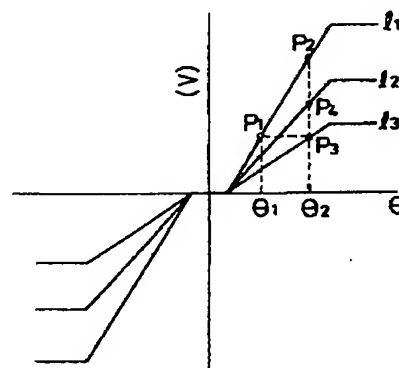
【第2図】



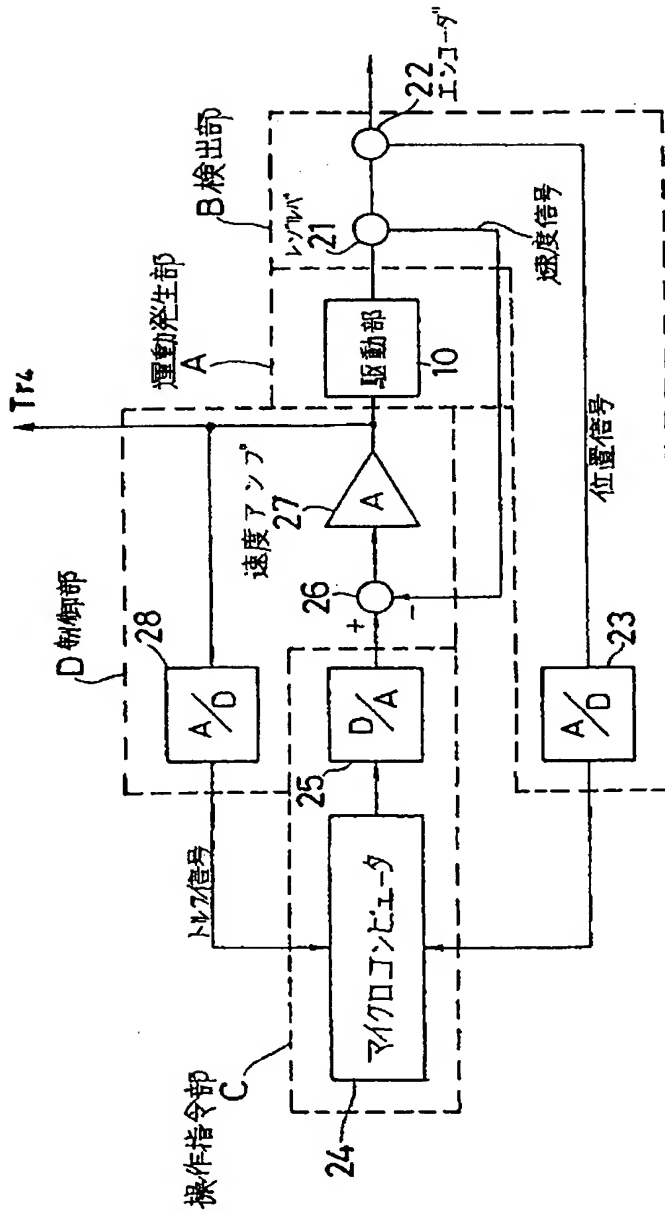
【第4図】



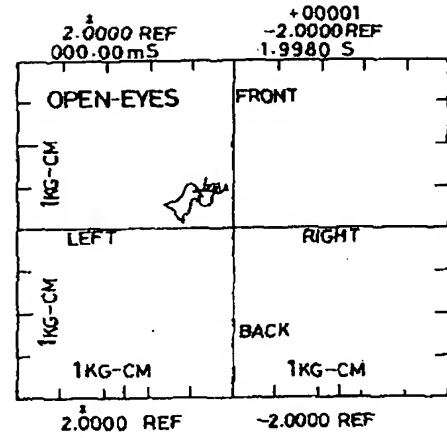
【第5図】



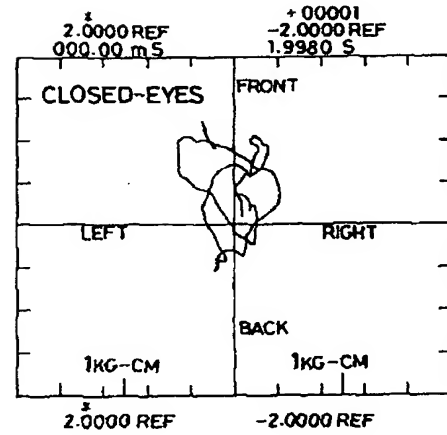
【第1図】



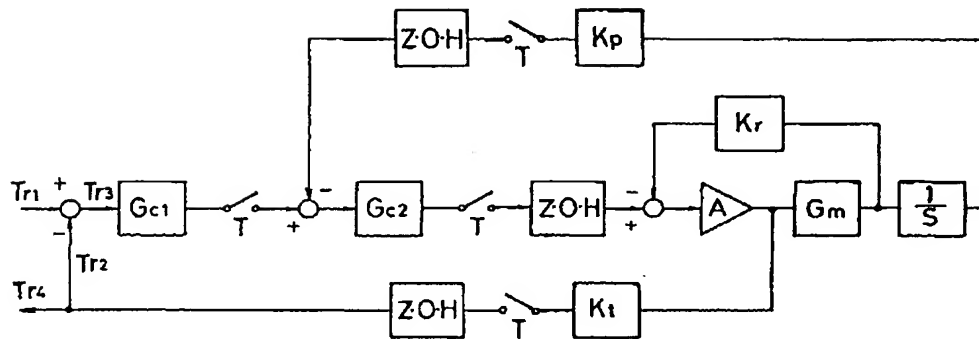
【第7図 (A)】



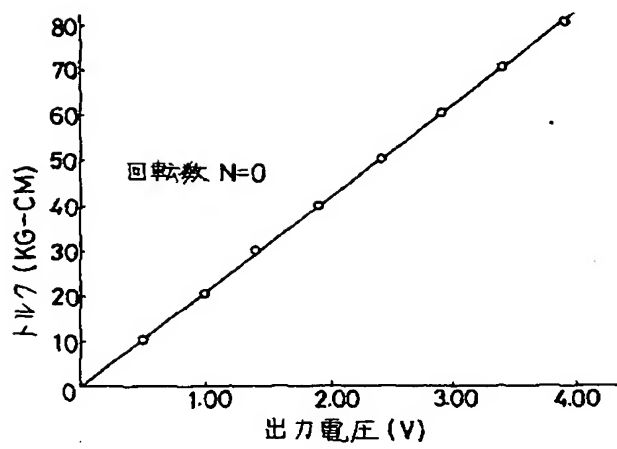
【第7図 (B)】



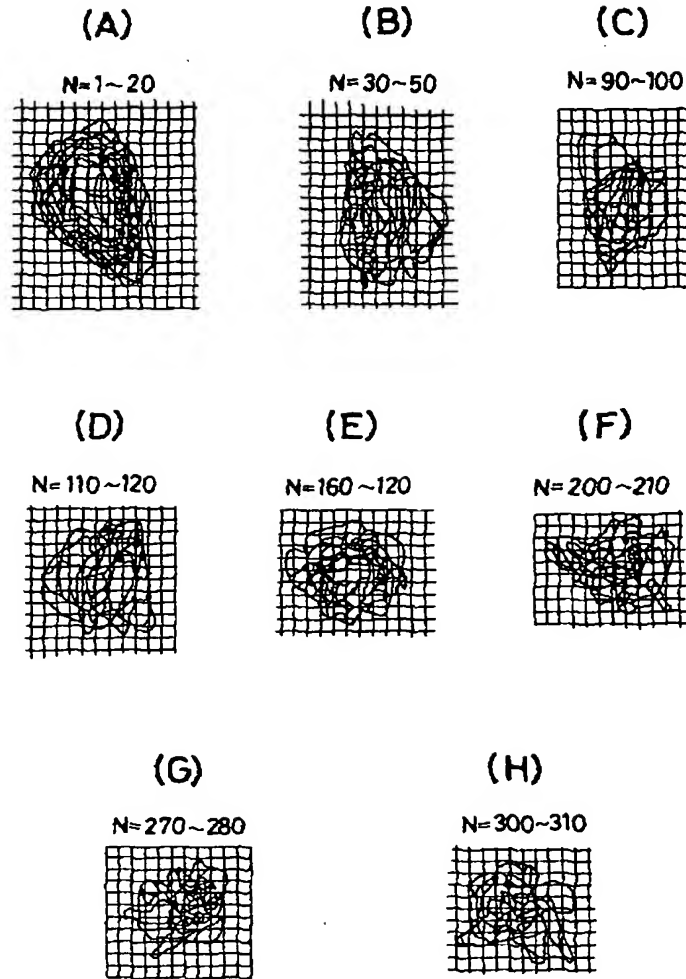
【第3図】



【第6図】



【第8図】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>  
G 0 5 D 19/02

識別記号 庁内整理番号  
8610-3H

F I

技術表示箇所

(56) 参考文献 特開 昭57-6638 (J P, A)  
特開 昭59-174909 (J P, A)  
特開 昭55-34836 (J P, A)  
特開 昭59-100903 (J P, A)  
実開 昭59-184806 (J P, U)  
実開 昭59-49207 (J P, U)  
特公 昭48-33950 (J P, B 2)